

Universidade de Lisboa  
Faculdade de Medicina Dentária



**Estudo comparativo de estabilidade primária  
em implantes de zircónia**

Edgar Rodrigo Sousa Aguiar

Orientador:

Professor Doutor André Tsou Chen

Dissertação

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2019



## **Agradecimentos**

"If I have seen further it is by standing on the shoulders of Giants."

Sir Isaac Newton

Gostava de agradecer em primeiro lugar ao Professor Doutor André Chen por toda a disponibilidade e motivação. Ter uma Pessoa com tamanho currículo inspirou-me e engrandeceu este trabalho.

Endereço um agradecimento especial a todas as pessoas com quem me cruzei neste percurso, especialmente às com quem mais privei na faculdade: Artiom, Daniel, Tiago, Andreia, Cebola e Zé. Muito obrigado pela vossa amizade.

Aos velhos amigos: Bernardo, JP e Campos.

Agradeço também à minha família pelos valores que me inculcaram, por todo o apoio incondicional e por acreditarem em mim. Aos meus Pais, e irmãs Sofia e Diana.

Por último, uma dedicatória muito especial aos meu Avós, que assistiram ao início deste percurso, mas não ao seu culminar.



## Resumo

**Objetivo:** Comparar a estabilidade primária de quatro sistemas de implantes de diferentes materiais (três de titânio e um de zircônia) em osso de baixa densidade, recorrendo a dispositivo de medição da frequência de ressonância.

**Tipo de estudo:** Estudo *in vitro*

**Materiais e métodos:** Foram colocados 200 implantes (50 Biomet® 3i® System Osseotite Standard, 50 Straumann® Bone Level, 50 Straumann® Bone Level Tapered e 50 Straumann® PURE Ceramic e) num bloco de espuma rígida de poliuretano (Sawbones®, Suécia) em dois momentos, no leito implantar correspondente a cada implante. No Grupo 1, incluem-se os implantes Zimmer Biomet® System Osseotite Standard, no Grupo 2 os Straumann® Bone Level, no Grupo 3 os Straumann® Bone Level Tapered e no Grupo 4 implantes Straumann® PURE Ceramic ZLA®. A medição da estabilidade primária foi realizada com o Osstell® ISQ após a primeira e a segunda implantação.

**Resultados:** Verificaram-se diferenças estatisticamente significativas ( $p < 0,05$ ) nos valores médios de ISQ entre os grupos de implantes analisados: Grupo 1 ( $51,4067 \pm 3,02918$ ); Grupo 2 ( $52,8067 \pm 4,96979$ ); Grupo 3 ( $53,5067 \pm 2,49466$ ); Grupo 4 ( $55,1733 \pm 2,22360$ ). Para além disso, a diferença de estabilidade primária dentro de cada grupo de implante, da primeira para segunda colocação foi: Grupo 1 ( $5,54000 \pm 4,07018$ ); Grupo 2 ( $1,34000 \pm 1,70964$ ); Grupo 3 ( $0,46000 \pm 2,58453$ ); Grupo 4 ( $0,22667 \pm 2,27322$ ).

**Conclusões:** Os resultados deste estudo sugerem que em osso de baixa densidade, os implantes de zircônia obtêm valores de estabilidade primária comparáveis ou melhores que os implantes de titânio.

**Palavras-chave:** Estabilidade Primária, Implante, Titânio, Zircônia, Análise da Frequência de Ressonância



## **Abstract**

**Objective:** To compare the primary stability of five different implant systems (four titanium v one zirconia) in low density bone, using the ressonance frequency analysis.

**Type of study:** In vitro study.

**Materials and Methods:** A total of 200 implants (50 Straumann® Bone Level, 50 Straumann® Bone Level Tapered, 50 Straumann® PURE Ceramic ZLA® and 50 Zimmer Biomet® System Osseotite Standard) were placed in polyurethane foam blocks (Sawbones®, Sweden) in two distinct moments, in the corresponding sites. Group 1 includes the Zimmer Biomet® System Osseotite Standard implants, Group 2 includes the Straumann® Bone Level implants, Group 3 includes the Straumann® Bone Level Tapered implants and Group 4 the Straumann® PURE Ceramic ZLA® implants. Primary stability measurements were performed using the Osstell® ISQ.

**Results:** There were statistically significant differences ( $p < 0,05$ ) in the mean ISQ values between the four implant groups: Group 1 ( $51,4067 \pm 3,02918$ ); Group 2 ( $52,8067 \pm 4,96979$ ); Group 3 ( $53,5067 \pm 2,49466$ ); Group 4 ( $55,1733 \pm 2,22360$ ). Apart from that, in each group the difference between the mean ISQ values from the first to the second measurement were: Group 1 ( $5,54000 \pm 4,07018$ ); Group 2 ( $1,34000 \pm 1,70964$ ); Group 3 ( $0,46000 \pm 2,58453$ ); Group 4 ( $0,22667 \pm 2,27322$ ).

**Conclusions:** The results of this study suggest that in soft bone, zirconia implants achieve comparable to or better values of primary stability than titanium implants.

**Keywords:** Primary Stability, Implant, Titanium, Zirconia, Ressonance Frequency Analysis





# Índice

<b>Introdução</b> .....	1
<b>A Implantologia</b> .....	1
<b>A Osteointegração</b> .....	3
<b>Caraterísticas do Tecido Ósseo</b> .....	5
<b>Do Titânio à Zircónia</b> .....	7
<b>A Estabilidade Primária e a sua Medição</b> .....	10
<b>Objetivos</b> .....	12
<b>Materiais e métodos</b> .....	13
<b>Resultados</b> .....	17
<b>Implante Zimmer Biomet® Osseotite Standard</b> .....	21
<b>Implante Straumann® Bone Level</b> .....	22
<b>Implante Straumann® Bone Level Tapered</b> .....	23
<b>Implante Straumann® PURE Ceramic ZLA®</b> .....	24
<b>Discussão</b> .....	25
<b>Conclusão</b> .....	27
<b>Referências Bibliográficas</b> .....	28
<b>ANEXOS</b> .....	36



## Índice de Tabelas e Figuras

Tabela 1 - Distribuição dos tipos ósseos na maxila e na mandíbula (adaptado de Misch) .....	5
Tabela 2 - Distribuição relativa (%) das diferentes densidades ósseas consoante a localização anatômica (Adaptado de Misch) .....	6
Tabela 3 - Dados estatísticos relativos aos quatro grupos analisados após a primeira colocação (A). DP – Desvio Padrão; IC - Intervalo de Confiança; AIQ – Amplitude Interquartil .....	18
Tabela 4 - Cada linha testa a hipótese nula de que as distribuições da Amostra 1 e da Amostra 2 são as mesmas. São exibidas significâncias assintóticas (teste de 2 lados). O nível de significância é de 0,05. Os valores de significância foram ajustados pela correção de Bonferroni para vários testes .....	18
Tabela 5 - Dados estatísticos relativos aos quatro grupos analisados após a primeira colocação (B). DP – Desvio Padrão; IC – Intervalo de Confiança; AIQ – Amplitude Interquartil .....	19
Tabela 6 - Cada linha testa a hipótese nula de que as distribuições da Amostra 1 e da Amostra 2 são as mesmas. São exibidas significâncias assintóticas (teste de 2 lados). O nível de significância é de 0,05. Os valores de significância foram ajustados pela correção Bonferroni para vários testes .....	19
Tabela 7 - Estatísticas de amostras emparelhadas para o implante Biomet Zimmer® Osseotite Standard.....	21
Tabela 8 - Tabela 8 – Teste de amostras emparelhadas para o implante Biomet Zimmer® Osseotite Standard.....	21
Tabela 9 - Estatísticas de amostras emparelhadas para o implante Straumann® Bone Level .	22
Tabela 10 - Teste de amostras emparelhadas para o implante Straumann® Bone Level .....	22
Tabela 11 - Estatísticas de amostras emparelhadas para o implante Straumann® Bone Level Tapered.....	23
Tabela 12 - Teste de amostras emparelhadas para o implante Straumann® Bone Level Tapered.....	23
Tabela 13 - Estatísticas de amostras emparelhadas para o implante Straumann® PURE Ceramic ZLA®.....	24
Tabela 14 - Teste de amostras emparelhadas para o implante Straumann® PURE Ceramic ZLA® .....	24
Tabela 15 - Dados relativos ao Grupo 1 .....	36
Tabela 16 - Dados relativos ao Grupo 2 .....	37
Tabela 17 - Dados relativos ao Grupo 3 .....	37
Tabela 18 - Dados relativos ao Grupo 4 .....	37
Figura 1 - Classificação óssea segundo Lekholm e Zarb (1985) (Adaptado de Misch 2007) ...	5
Figura 2 - Bloco de esponja rígida de poliuretano (Solid Rigid Polyurethane Foam, Sawbones® Europe AB, Malmo, Suécia) .....	13
Figura 3 - Contra-ângulo Ti-Max X-SG20L, da NSK® .....	14
Figura 4 – Caixa cirúrgica Straumann® .....	14
Figura 5 - Unidade de perfuração eletrônica SurgicPro NSK® .....	14
Figura 6 - Sequência de brocas Straumann® .....	15
Figura 7 - Caixa cirúrgica PSTK® .....	15
Figura 8 - Osstell® ISQ (Osstell® ISQ, Gotemburgo, Suécia) .....	16
Figura 9 - Peça de transferência, Implante Straumann® Bone Level e SmartPeg® Tipo 54 ..	17

Figura 10 - Peça de transferência, Implante Zimmer Biomet® System Osseotite Standard e SmartPeg® Tipo 1 .....	17
Figura 11 - Peça de transferência, Implante Straumann® PURE Ceramic ZLA® e SmartPeg® .....	17
Figura 12 - Peça de transferência, Implante Straumann® Bone Level Tapered e SmartPeg® Tipo 54 .....	17
Figura 13 - SmartPeg® acoplada ao Implante. Registro da estabilidade primária com o Osstell® ISQ através de três medições, com a sonda em posição mesial, vestibular e axial ..	17
Figura 14 - Gráfico box-plot representando os valores da estabilidade primária dos quatro grupos de implantes analisados após a primeira colocação (A). De uma forma geral, verificaram-se valores de estabilidade primária inferiores no grupo 1 de implantes (Zimmer Biomet® Osseotite Standard) em relação aos restantes grupos. ....	20
Figura 15 - Gráfico box-plot representando os valores da estabilidade primária dos quatro grupos de implantes analisados após a segunda colocação (B). De uma forma geral, verificaram-se valores de estabilidade primária inferiores no grupo 1 de implantes (Zimmer Biomet® Osseotite Standard) em relação aos restantes grupos. ....	20

## **Introdução**

### **A Implantologia**

Desde tempos imemoriais que o Homem tem, quer por exigências funcionais quer estéticas, a necessidade de substituição de peças dentárias, perdidas por razões que iam desde a cárie dentária até aos traumatismos dentários.[1, 2]

De facto, a falta destas motivou e alavancou a procura de soluções e métodos que visassem a substituição dos dentes perdidos. São inúmeros os artefatos históricos, na forma de ossadas humanas, literatura e até pintura, que retratam a criatividade e o engenho que os antigos humanos colocavam nestas reabilitações.

Existem indícios que nas antigas civilizações chinesas - que datam de há cerca de 4000 anos – foi realizada a inserção de paus de bambú com forma de pins diretamente no osso para servir como reabilitação dentária fixa [3] e de que implantes dentários rudimentares tenham sido realizados na Grécia Antiga e nas civilizações egípcia e etrusca, recorrendo a variados materiais, que iam desde a jade e outros minerais a metais, a ossos animais e ao marfim. O implante mais antigo que se conhece data de 600 a.C., tendo sido encontrado numa mandíbula por Wilson Popenoe nas Honduras em 1931, na forma de fragmentos da madrepérola da concha de um molusco aos quais eram dados a forma de dentes e que posteriormente eram implantados nos alvéolos.[2, 4]

A prática da implantação - inserção de qualquer substância aloplástica (objeto ou material inerte) em seres vivos - terá sido levada a cabo também pela civilização Maia na forma de restaurações dentárias realizadas com jade e turquesa.[1]

Ao longo dos séculos, a transplantação de dentes humanos e animais foi substituindo a implantação de outros materiais, tornando-se num evidente símbolo de estatuto social. Pierre Fauchard e John Hunter foram os primeiros a reportar a existência de características ideais que resultavam no aumento do sucesso dos transplantes, tais como a localização na maxila anterior e a realização dos mesmos em pacientes jovens com alvéolos saudáveis.[1]

No entanto, a grande taxa de insucesso dos transplantes levou ao renascimento do interesse da implantação de raízes dentárias artificiais. Inúmeros estudiosos usaram diferentes materiais como o ouro (Maggiolo em 1809), platina coberta com chumbo (Harris em 1887), prata (Payne em 1898) e inclusivamente porcelana (Scholl em 1905) na confeção dos implantes dentários.[1]

As últimas décadas foram sem dúvida a confirmação do potencial da indústria dos biomateriais, particularmente na área da Implantologia em Medicina Dentária, com destaque para os inúmeros avanços tecnológicos e para a publicação dos trabalhos desenvolvidos por Brånemark sobre a circulação sanguínea microscópica, metabolismo e remodelação óssea, que alavancaram e suportaram esta prática até aos dias de hoje.

Atualmente, a reabilitação de espaços edêntulos parciais ou totais que recorre aos implantes dentários é uma modalidade de tratamento universalmente bem aceite e em crescimento [5] e não há dúvidas de que veio a melhorar a qualidade vida de muitos pacientes.[6]

## **A Osteointegração**

O conceito da osteointegração foi descoberto ao acaso por Per-Ingvar Brånemark, quando, ao tentar remover blocos de titânio do fêmur de um coelho, verificou que estes estavam anquilosados no osso circundante.[5] Inicialmente, o termo “osteointegração” foi utilizado para descrever a interface direta entre o osso vital e a superfície de um implante.[7] Esta descrição foi polêmica pois na altura considerava-se que a interposição de tecido fibroso entre o metal e o osso era inevitável.[8] Até aos anos 80, a ancoragem direta de metais ao osso não foi aceite, ainda que Brånemark tenha demonstrado a interface osso-titânio 15 anos antes. No entanto, este conceito acabou por ser reconhecido e inclusivamente dar origem ao novo termo “fibrointegração”, sempre que se verificava existência de camadas interpostas de tecido fibroso.[9-11]

A definição de osteointegração sofreu algumas alterações desde então. Albrektsson completou a definição de Brånemark ao referir que o contato direto entre o osso e o implante teria de ocorrer a nível microscópico.[12] Também referiu a importância e o contributo do controlo da técnica cirúrgica, das condições da superfície implantar e das condições de carga para a previsibilidade da ocorrência deste processo em implantes de titânio e a manutenção da ancoragem obtida ao longo do tempo.[13]

Por sua vez, Schroeder, através de cortes histológicos, observou a interface osso-implante descrita por Brånemark e denominou-a de anquilose funcional.[14] O próprio Brånemark veio mais tarde a redefinir o termo como uma ligação direta estrutural e funcional entre o osso vivo organizado e a superfície implantar quando submetido a uma carga funcional.[15]

Seguidamente, Albrektsson e Jacobsson concluem e advogam que o método da análise histológica era o que fornecia a melhor evidência em relação ao tipo de ligação osso-implante, ainda que a resposta dos tecidos ao material e a percentagem de superfície em contato com osso fosse apenas evidência indireta da osteointegração.[16] Esta desvantagem do método histológico teve tal importância que veio a alterar novamente a definição de osteointegração, que passar-se-ia a basear então em critérios de estabilidade. Assim sendo, a nova definição considera que a osteointegração é um processo no qual se consegue uma fixação rígida entre materiais aloplásticos e o tecido ósseo e que é clinicamente assintomática e estável durante as cargas funcionais.[17]

A cascata de acontecimentos que ocorre durante a osteointegração é em tudo semelhante àquela que ocorre durante o processo de cicatrização óssea após fratura.[18]

A formação de um coágulo sanguíneo, interposto entre a superfície implantar e osso, é a chave do processo. A maturação deste nos dias posteriores e a sua substituição por tecido de granulação proveniente de reações imunológicas e inflamatórias é denominada de fase inflamatória. Uma semana após a implantação, na chamada fase proliferativa, forma-se um calo ósseo – osso imaturo com reduzida resistência mecânica – rico em fibras de colagénio desorganizadas, em redor do implante. Por fim, ocorre a remodelação óssea, na qual a orientação e intensidade das cargas aplicadas ao osso vai determinar a formação de osso lamelar especializado na absorção e transmissão de estímulos mecânicos ao osso adjacente (neste caso, de cargas oclusais), que é um processo que ocorre continuamente durante a vida.[19] A percentagem de superfície implantar coberta por osso, ou contato osso-implante, supramencionada como um dos métodos histológicos para medida do grau de osteointegração, ronda os 60 a 70% nesta fase.[20]

A osteointegração é o critério major para o sucesso clínico dos implantes endósseos [21] e esta depende, segundo Albrektsson, de seis fatores: a) desenho do implante, 2) material do implante, 3) superfície do implante, 4) condição do tecido hospedeiro, 5) técnica cirúrgica, 6) condições de carga do implante.[12]

Por sua vez, considera-se a osteointegração bem sucedida quando são cumpridos os seguintes critérios: ausência de dor, ausência de mobilidade, ausência de radiolucidez e uma perda óssea peri-implantar inferior a 1,5 mm.[22]



## Caraterísticas do Tecido Ósseo

Segundo Lekholm e Zarb [23], o osso pode ser classificado em quatro tipos consoante a quantidade de osso cortical e trabecular visível na radiografia pré-operatória. Apesar de ser a classificação mais utilizada, é muito subjetiva, já que depende da qualidade do exame radiográfico e da interpretação clínica do médico-dentista.[24]

Tipo I – praticamente todo o maxilar é composto por osso compacto

Tipo II – uma camada espessa de osso cortical envolve um núcleo de osso trabecular denso

Tipo III – uma fina camada de osso cortical envolve um núcleo de osso trabecular denso

Tipo IV – uma fina camada de osso cortical envolve um núcleo de osso trabecular de baixa densidade

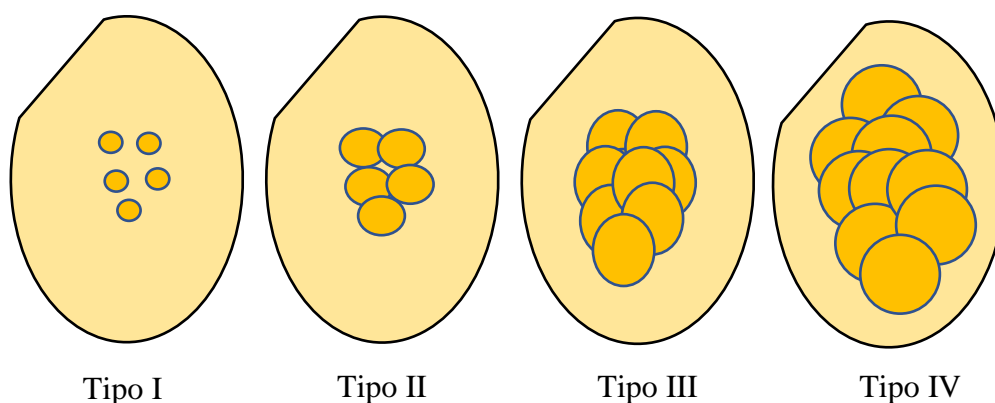


Figura 1 - Classificação óssea segundo Lekholm e Zarb (1985) (Adaptado de Misch 2007)

Tabela 1 - Distribuição dos tipos ósseos na maxila e na mandíbula (adaptado de Misch)

	Posterior	Anterior	Posterior
Maxila	IV	III	IV
Mandíbula	II	I	II

Outra forma de classificar o osso, é de acordo com a densidade óssea das áreas edêntulas da maxila e da mandíbula. Misch [25] propôs esta classificação, que é a seguinte:

D1 – Osso cortical denso

D2 – Osso cortical denso a poroso que envolve osso trabecular denso

D3 – Camada fina de osso cortical poroso a envolver osso trabecular fino

D4 – Osso trabecular fino

D5 – Osso imaturo não mineralizado

Tabela 2 - Distribuição relativa (%) das diferentes densidades ósseas consoante a localização anatômica (Adaptado de Misch)

<b>Densidade Óssea</b>	<b>Maxila Ant</b>	<b>Maxila Post</b>	<b>Mandíbula Ant</b>	<b>Mandíbula Post</b>
<b>D1</b>	0	0	6	3
<b>D2</b>	25	10	66	50
<b>D3</b>	65	50	25	46
<b>D4</b>	10	40	3	1

De particular relevância é o facto de a densidade óssea se relacionar com a estabilidade do implante.[26] Assim, temos que a estabilidade primária do implante é maior quanto maior for a densidade óssea.[27] Devido a isto, a mandíbula anterior é região que apresenta uma maior taxa de sucesso implantar enquanto que a maxila posterior é a que apresenta a pior taxa de sucesso quer implantar, quer da osteointegração.[28]

A quantidade de osso disponível depende da localização anatômica, do grau de reabsorção dos rebordos alveolares e da proximidade a estruturas anatômicas vitais.

Para além do mais, foi observado que a área de contato osso-implante é proporcional à densidade óssea, ou seja, em osso de baixa densidade, serão necessários implantes com maior área de superfície, quer pelo aumento do diâmetro, quer pelo aumento do comprimento do mesmo.[29] Visto que a distribuição das forças é feita nesse contato, uma menor área implica maior tensão, o que poderá incrementar a deformação dessa interface e conduzir à perda da estabilidade implantar.[29]

## **Do Titânio à Zircônia**

O titânio é o material mais utilizado nos implantes dentários e ortopédicos e apresenta um sucesso comprovado na substituição de peças dentárias.[30] O titânio e as ligas de titânio têm excelente biocompatibilidade, boas propriedades mecânicas e sucesso clínico a longo prazo.[31, 32]

Apesar da sua popularidade enquanto biomaterial, o titânio apresenta algumas desvantagens nomeadamente a cor acinzentada, que é inestética nas regiões anteriores onde a gengiva é consideravelmente fina.[33-35] Alguns estudos reportaram a ocorrência de reações galvânicas aquando do contato do titânio com a saliva e com o flúor e ainda a indução de resposta inflamatória e reabsorção óssea devido à libertação de partículas de titânio.[10, 36] Para além disso, verificou-se o desenvolvimento de reações alérgicas (ainda que raras) nas quais se verificou que nesses pacientes havia ocorrido falha de implantes sem explicação e fenómenos de sensibilização celular.[9] Várias alterações têm vindo a ser feitas a nível estrutural, de composição e de desenho dos implantes de forma a melhorar as suas propriedades físicas, mecânicas e óticas.[31, 32, 37, 38], No entanto, a existência de requisitos estéticos cada vez mais exigentes têm obrigado ao desenvolvimento de alternativas com biocompatibilidade e estética superiores.[9, 10, 39-41]

O zircónio, de símbolo químico Zr e número atómico 40, é um metal de transição de cor branca-acinzentada que se assemelha ao titânio.[42] Jons Jakob Berzelius foi a primeira pessoa a isolá-lo numa forma impura em 1824. A zircónia não é mais que a forma oxidada do zircónio – dióxido de zircónio ( $ZrO_2$ ) – e foi identificada em 1789 pelo químico alemão Martin Heinrich Klaproth. A zircónia pura não foi produzida até 1914.

Inicialmente, o interesse do uso da zircónia prendeu-se com o fato de possuir boa estabilidade química e dimensional, boa resistência mecânica e dureza e um módulo de Young semelhante ao das ligas de aço inoxidável (200 GPa).[42] Para além disso, tem boa resistência à corrosão (C-Foi usada em diversos procedimentos cirúrgicos ortopédicos, quer para a confeção de próteses de anca, quer para implantes cocleares e próteses auditivas. Foi introduzida na Medicina Dentária na confeção de espigões endodônticos, pontes e coroas, brackets ortodônticos estéticos e pilares de implantes para a reabilitação de arcadas edêntulas

parciais ou totais.[1] Em 1968, foi desenvolvido o primeiro implante deste material - conhecido como implante Sigma® (Sanhause, Incermed, Lausanne, Suíça) - pela Sandhaus®.

A zircónia existe sob duas formas: a) Cristalina, que é branca, macia e dútil e b) Amorfa, que é um pó azul-escuro. A forma Amorfa pode ser sinteticamente purificada a altas temperaturas de forma que possa exibir a translucidez da forma cristalina. Após esta purificação, será processada a elevada temperatura e pressão (tipicamente entre os 2000 e os 4000 bar) para ser moldada na forma e dimensão do implante que é desejada.[43-51]

A zircónia é um material polimórfico que exhibe 3 fases cristalinas: monoclinica, tetragonal e a cúbica.[49]

A fase monoclinica ocorre desde a temperatura ambiente até aos 1170°C, temperatura a partir da qual ocorre mudança para a fase tetragonal e ocorre diminuição do volume na ordem dos 5%. Aos 2370°C, começa a aparecer a fase cúbica. Após o arrefecimento dos 1170°C para os 1070°C, ocorre um aumento do volume de 3-4% cujas tensões tornam a zircónia instável à temperatura ambiente. De modo a que se forme uma Zircónia Parcialmente Estabilizada, recorre-se a diversos óxidos estabilizadores, tais como o óxido de magnésio, óxido de cálcio ou óxido de ítrio, que permitem a manutenção de uma fase tetragonal meta-estável à temperatura ambiente. A passagem para a fase monoclinica à superfície do material pode ser obtida com procedimentos clínicos como o jateamento com óxido de alumínio de forma a que ocorra um fenómeno conhecido por “*transformation toughening*”[52, 53], que vai aumentar a resistência à fratura e diminuir a propagação de fissuras, aumentando desta forma a longevidade do implante endósseo de zircónia.[49, 50, 54, 55]

Atualmente, a procura por implantes à base de zircónia está a aumentar de forma considerável devido às maiores exigências estéticas.[5] De facto, a cor branca opaca da zircónia que mimetiza o dente natural [56, 57], em conjunto com os relatos de boa biocompatibilidade, baixa afinidade para a placa bacteriana e o seu potencial para osteointegrar faz com que este material esteja a emergir como uma alternativa real ao titânio.[5, 42, 58-60] Várias revisões críticas e sistemáticas têm referido isto mesmo e justificam-no com a superior resposta dos tecidos moles, biocompatibilidade e estética e com o fato de a osteointegração ser comparável à do titânio.[5, 42, 51, 61]

As características do material e da superfície dos implantes vão influenciar a resposta celular e tecidual. Ainda que a aposição óssea ocorra em diferentes tipos de superfícies, sabe-se que esta aposição pode ser acelerada consoante a rugosidade do material.[62, 63] A demanda

por tratamentos com tempo clínico cada vez mais reduzido poderia tornar a superfície lisa – ou maquinada – do implante de zircônia numa desvantagem [64], já que o tratamento desta superfície é difícil. Os estudos de Yamano [65] indicam que as superfícies lisas vão favorecer a adesão dos fibroblastos orais humanos e o crescimento dos tecidos moles, ao passo que superfícies rugosas vão favorecer a adesão dos osteoblastos e o crescimento ósseo. Num estudo in vitro de da Cruz[66], os resultados sugeriram que o maior molhamento das superfícies dos implantes em zircônia e dos implantes com tratamento de superfície com polieterecetona (PEEK) promoveram a adesão precoce, viabilidade e proliferação quer dos osteoblastos, quer dos fibroblastos quando comparados com as superfícies de titânio de rugosidade semelhante.

Não existem, no entanto, estudos clínicos a longo prazo que possam fornecer conclusões acerca do prognóstico dos implantes de zircônia em humanos em termos de taxa de sobrevivência e de resultados biológicos e estéticos.[67, 68] Os implantes de zircônia têm demonstrado pouca perda óssea peri-implantar quando submetidos a cargas cíclicas, não obstante, não é aconselhada a aplicação de carga a implantes de peça única durante a fase de cicatrização, exceto em casos de alergia comprovada ao titânio.[69] É de assinalar que a aplicação de carga também não é aconselhada nas regiões posteriores quando o *abutment* também é de zircônia devido à falta de dados a longo prazo na literatura.[70, 71]

## **A Estabilidade Primária e a sua Medição**

Na osteointegração, são considerados dois tipos de estabilidade: a estabilidade primária e a estabilidade secundária. A estabilidade primária é um fenómeno mecânico definido como a ausência de movimento do implante aquando da colocação do mesmo no leito implantar.[72] Já a estabilidade secundária é a ausência de movimento do implante durante a osteointegração, processo que resulta na formação e remodelação óssea discutidas anteriormente e que permite a fixação biológica do implante ao osso.[73] Visto que a ausência de qualquer tipo de movimento nunca ocorre, o que até pode ser benéfico devido à estimulação da regeneração óssea na região peri-implantar [74], o máximo de micromovimento permitido ao implante é cerca de 50-150 µm no entanto, micromovimentos superiores a 100 µm podem ser suficientes para arruinar a cicatrização.[75, 76] Aquando do procedimento cirúrgico de colocação de implantes, dever-se-ão ter alguns cuidados que visem a maximização da estabilidade primária. Estes incluem o evitamento do excessivo trauma cirúrgico, do sobreaquecimento, da excessiva preparação óssea e da sobrepreparação do leito implantar e da porção apical deste. Por sua vez, dever-se-á então preparar o leito implantar com brocas de trepanação de diâmetro inferior ao do implante e colocá-lo numa posição supra-crestal.[72, 77-79]

A estabilidade primária é um fator essencial, especialmente se se considerar a aplicação de carga imediata ao implante.[80, 81] Para além da técnica cirúrgica, esta é influenciada pela densidade óssea e pelo desenho do implante [26, 82], o que inclui o comprimento, diâmetro, forma e desenho das espiras.[72]

A baixa estabilidade primária do implante, nomeadamente em osso de baixa densidade e qualidade, pode comprometer a osteointegração e levar inclusivamente à perda do mesmo.[81, 83] Sabe-se que se a estabilidade primária for elevada, a osteointegração terá pouco efeito na estabilidade secundária [84], e Simunek verificou inclusivamente, ao longo do tempo, o aumento da estabilidade de implantes com reduzida estabilidade primária e a diminuição de alguma da estabilidade em implantes com elevada estabilidade primária.[85]

Não obstante, a taxa de sobrevivência de implantes com elevada estabilidade primária é superior à de implantes com reduzida estabilidade primária.[86]

É do conhecimento geral que a avaliação do contato osso-implante anteriormente à colocação do *abutment*, depois da colocação da coroa definitiva e durante as fases de manutenção é importante.[87] Da mesma maneira, a avaliação das alterações dos tecidos moles

associadas à reduzida osteointegração e/ou a falhas mecânicas pode ser efetuada, mas não é facilmente quantificada.[88]

Testes invasivos incluem: histologia e histomorfometria [16, 89-91], a análise do torque de remoção e as radiografias.[92-95] Estes não são aconselhados para a avaliação clínica a longo prazo.[88]

Já os testes não-invasivos são previsíveis, fáceis de aplicar e têm elevada utilidade clínica.[88] Dentro destes, incluem-se: a **inspeção visual**; o **teste à percussão** – no qual se bate com um instrumento metálico na interface pilar-implante –, que tem pouca validade já que o ouvido humano não é sensível o suficiente para detetar alterações no som de forma consistente [95]; **torque de inserção**, descrito pela primeira vez por Johansson e Strid em 1994, que é um parâmetro que mede a incorporação do implante no osso e a sua estabilidade mecânica. Valores superiores a 32 N/cm<sup>2</sup> são indicadores de uma estabilidade primária adequada no entanto, valores superiores a 50 N/cm<sup>2</sup> podem levar a isquémia, necrose óssea e a perda de osso marginal [96-98]; **análise da frequência de ressonância**, que consiste na aplicação de uma carga de flexão que simula a carga e direção das forças e que fornece informação relativamente à rigidez da interface implante-osso. O valor que é obtido na leitura não é mais que combinação do contato e da densidade óssea em redor do implante e vem sob a forma de *implant stability quotient* (ISQ), variando de 1 a 100.[99] O Osstell® tem maior sensibilidade que outras gamas de transdutores como o Periotest® na medição da estabilidade primária de interface de tecidos duros e de tecidos moles. A especificidade do Osstell® aumenta à medida que a estabilidade implantar aumenta, enquanto que a especificidade do Periotest® aumenta em estabilidades implantares mais reduzidas.[88]

Clinicamente, os valores da análise da frequência de ressonância correlacionam-se com as alterações verificadas na estabilidade implantar durante a osteointegração, nos insucessos de implantes e nas dimensões supracrestais do implante.[84]

Atualmente, o *gold standard* da avaliação da estabilidade primária implantar *in vivo* é o torque de inserção e a análise da frequência de ressonância.[100]

## Objetivos

O objetivo deste estudo *in vitro* é comparar a estabilidade primária de implantes em zircônia com implantes em titânio em osso de baixa densidade, recorrendo à análise da frequência de ressonância.

As hipóteses de estudo são as seguintes:

- **H0:** Não existem diferenças significativas entre os valores de estabilidade primária entre os grupos de implantes;
- **H1:** Existem diferenças significativas entre os valores de estabilidade primária entre os grupos de implantes

Como objetivo secundário do estudo *in vitro*, também é comparada a estabilidade primária dentro de cada grupo de implantes aquando da segunda colocação dos mesmos. Assim sendo, as hipóteses secundárias do estudo são:

- **Hs0:** Não existem diferenças significativas entre os valores de estabilidade primária dentro de cada grupo de implantes da primeira para a segunda implantação
- **Hs1:** Existem diferenças significativas entre os valores de estabilidade primária dentro de cada grupo de implantes da primeira para a segunda implantação



## **Materiais e métodos**

O presente estudo *in vitro* avaliou 4 grupos distintos de implantes:

- **Grupo 1** – 50x2 implantes Biomet Zimmer® System Osseotite Standard 4 mmD x 11,5 mm
- **Grupo 2** – 50x2 implantes Straumann® Bone Level Ø 4,1 mm x 10 mm
- **Grupo 3** – 50x2 implantes Straumann® Bone Level Tapered Ø 4,1 mm x 10 mm
- **Grupo 4** – 50x2 implantes Straumann® PURE Ceramic ZLA® Ø 4,1 mm x 12,5 mm

De forma a reproduzir o osso existente na maxila posterior, foi utilizado um bloco de esponja rígida de poliuretano (Solid Rigid Polyurethane Foam, Sawbones® Europe AB, Malmo, Suécia) com as dimensões de 18 cm x 11,5 cm x 4 cm (comprimento x largura x espessura) e semelhante a osso tipo IV.

Este material é o ideal para a comparação de implantes e de outros instrumentos médicos, quer pela sua uniformidade, quer pelas suas propriedades consistentes.[101]

Foram marcados no bloco pontos equidistantes que serviram de guia para a preparação do leito implantar e para a colocação dos implantes. Estes pontos distavam 10mm entre si, sendo que os implantes colocados distavam no mínimo 6mm entre si.



Figura 2 - Bloco de esponja rígida de poliuretano (Solid Rigid Polyurethane Foam, Sawbones® Europe AB, Malmo, Suécia)

A preparação do leito implantar, prévia à colocação dos implantes, foi realizada recorrendo a um contra-ângulo Ti-Max X-SG20L integrado na unidade de perfuração eletrónica SurgicPro, ambos da NSK®. A preparação exibiu um paralelismo relativo em todos os leitos implantares e a técnica cirúrgica foi efetuada de modo a prevenir o sobreaquecimento e a pressão e velocidade excessivas.

Para tal, recorreu-se à caixa cirúrgica Straumann® para os implantes da Straumann® com a seguinte sequência de brocas para os implantes **BL**, **BLT** e **Pure Ceramic ZLA**®:

1. Marcação do leito implantar com broca de agulha com diâmetro de 1,6 mm – 700 rpm
2. Perfuração com broca piloto com diâmetro de 2,2 mm – 700rpm
3. Perfuração com broca com diâmetro de 2,8 mm – 600 rpm
4. Perfuração com broca com diâmetro de 3,5 mm – 500 rpm
5. Perfuração com broca de perfil com diâmetro de 4,1 mm – 300 rpm
6. Colocação do implante respetivo com velocidade de inserção de 30 rpm e torque de inserção de 20 N/cm<sup>2</sup>, aumentando-o quando necessário de acordo com a tabela em anexo.

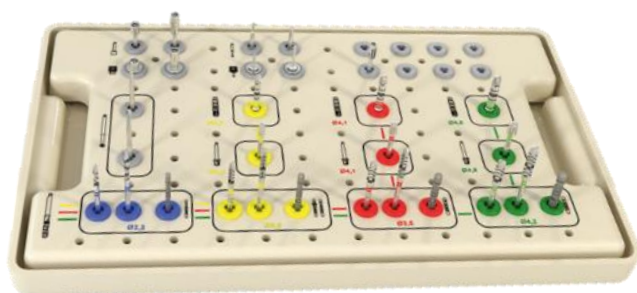


Figura 4 – Caixa cirúrgica Straumann®



Figura 5 - Unidade de perfuração eletrónica SurgicPro NSK®



Figura 3 - Contra-ângulo Ti-Max X-SG20L, da NSK®

Para o implante da **Zimmer Biomet®**, utilizou-se a caixa cirúrgica PSTK®:

1. Marcação do leito implantar com broca esférica – 700 rpm
2. Perfuração com broca piloto com diâmetro de 2 mm – 700rpm
3. Perfuração com broca com diâmetro de 2,75 mm – 700 rpm
4. Perfuração com broca com diâmetro de 3 mm – 700 rpm
5. Perfuração com broca com diâmetro de 3,25 mm – 700 rpm
6. Perfuração com broca de perfil com diâmetro de 4 mm – 700 rpm

Colocação do implante respetivo com velocidade de inserção de 30 rpm e torque de inserção de 20 N/cm<sup>2</sup>, aumentando-o quando necessário.

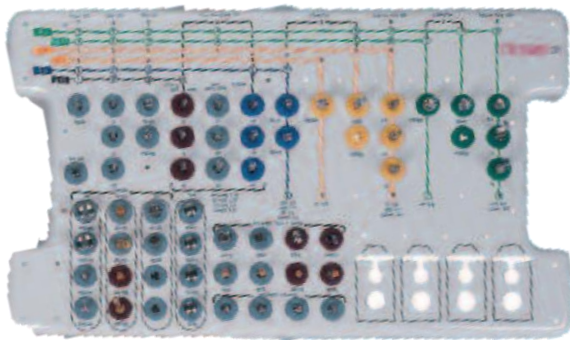


Figura 7 - Caixa cirúrgica PSTK®



Figura 6 - Sequência de brocas Straumann®

A **medição da estabilidade primária** foi efetuada através da análise da frequência de ressonância, recorrendo ao Osstell© ISQ (Osstell© ISQ, Gotemburgo, Suécia) e à SmartPeg® específica para cada implante:

- Zimmer Biomet® System Osseotite Standard – **SmartPeg Tipo 1**
- Straumann® Bone Level – **SmartPeg Tipo 54**
- Straumann® Bone Level Tapered – **SmartPeg Tipo 54**
- Straumann® PURE Ceramic ZLA® – **SmartPeg Tipo 81**

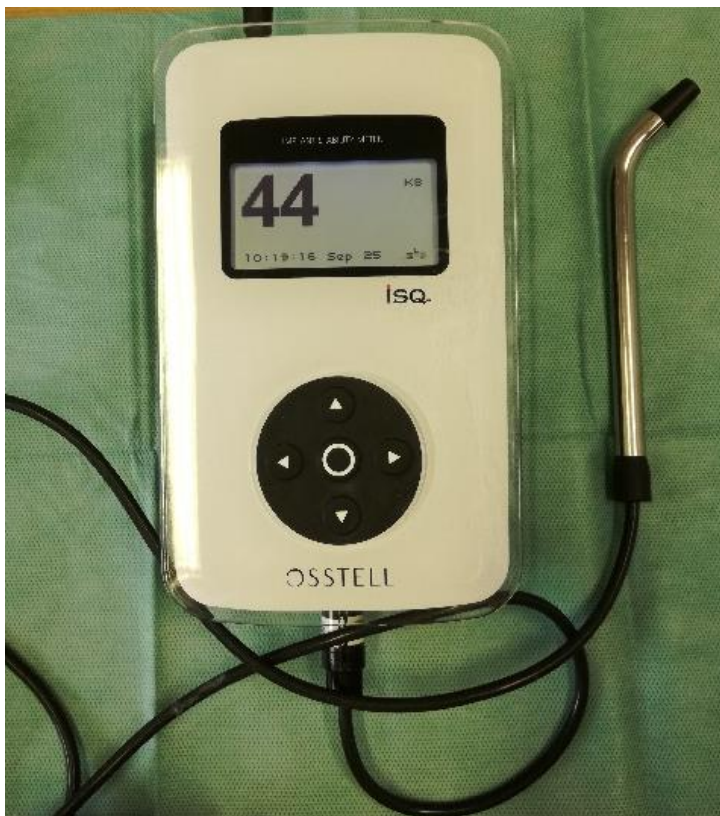


Figura 8 - Osstell© ISQ (Osstell© ISQ, Gotemburgo, Suécia)





Figura 10 - Peça de transferência, Implante Zimmer Biomet® System Osseotite Standard e SmartPeg® Tipo 1



Figura 9 - Peça de transferência, Implante Straumann® Bone Level e SmartPeg® Tipo 54



Figura 12 - Peça de transferência, Implante Straumann® Bone Level Tapered e SmartPeg® Tipo 54



Figura 11 - Peça de transferência, Implante Straumann® PURE Ceramic ZLA® e SmartPeg®

Foram realizadas 3 medições (mesial, vestibular e axial) sem que nunca houvesse contato entre a SmartPeg® e a ponta da sonda. Com estes três valores, foi realizada uma primeira média aritmética (A), sendo o valor final obtido o da estabilidade primária para aquele implante. Seguidamente, o implante foi removido à mesma velocidade e com o torque de remoção igual ao torque de inserção. Posteriormente, cada implante foi reimplantado no mesmo local, tendo sido realizadas mais 3 medições nas mesmas direções e obtida nova média aritmética (B) correspondente ao valor da estabilidade primária para o respetivo implante.



Figura 13 - SmartPeg® acoplada ao Implante. Registo da estabilidade primária com o Ostell® ISQ através de três medições, com a sonda em posição mesial, vestibular e axial

## Resultados

Em anexo, encontram-se as tabelas dos resultados obtidos nas medições pelo Osstell® ISQ, bem como a média aritmética das 3 medições de cada implante e de cada grupo de implantes aquando da primeira colocação (A) e da segunda colocação (B).

Numa primeira fase, comparou-se a estabilidade primária entre os diferentes grupos de implantes. Para se perceber se existem diferenças significativas entre os tipos de implantes, quer na medição da estabilidade primária após a primeira colocação, doravante denominada MedEPA, quer na da medição da estabilidade primária após a segunda colocação, doravante denominada MedEPB, utilizou-se o teste não paramétrico Kruskal-Wallis, já que não foram verificados os pressupostos de utilização do teste ANOVA.

A hipótese nula do teste Kruskal-Wallis é que a variável MedEPA / MedEPB não difere, significativamente, entre os diferentes tipos de implante. Desta forma, a  $H_0$  é rejeitada, ou seja, existem diferenças significativas na variável entre os tipos de implante se  $p\text{-value} < \text{nível de significância}$  (estipulado a 5%), isto é, se  $p\text{-value} < 0,05$ . Neste caso, procedeu-se às comparações múltiplas de modo a identificar entre que pares essas diferenças existem.

Tabela 3 - Dados estatísticos relativos aos quatro grupos analisados após a primeira colocação (A). DP – Desvio Padrão; IC - Intervalo de Confiança; AIQ – Amplitude Interquartil

Implantes	N	Média ± DP	IC de 95% para a média		Mínimo	Máximo	Mediana (AIQ)
			Limite inferior	Limite Superior			
ZimmerBiomet®	50	51,4067 ± 3,02918	50,5458	52,2675	44,33	56,00	50,6667 (5,50)
Straumann® BL	50	52,8067 ± 4,96979	51,3943	54,2191	40,33	59,00	53,6667 (8,00)
Straumann® BLT	50	53,5067 ± 2,49466	52,7977	54,2156	48,67	57,33	53,0000 (4,33)
Straumann® PURE Ceramic ZLA®	50	55,1733 ± 2,22360	54,5414	55,8053	49,00	58,33	55,6667 (3,08)

Tabela 4 - Cada linha testa a hipótese nula de que as distribuições da Amostra 1 e da Amostra 2 são as mesmas. São exibidas significâncias assintóticas (teste de 2 lados). O nível de significância é de 0,05. Os valores de significância foram ajustados pela correção de Bonferroni para vários testes

Amostra 1 – Amostra 2	Estatística de teste	Std. Erro	Erro estatística de Teste	Sig.	Sig. Aj.
Osseotite Standard-BLT	-34,480	11,566	-2,981	,003	,017
OsseotiteStandard-BL	-35,380	11,566	-3,059	,002	,013
OsseotiteStandard-PURE Ceramic	-64,780	11,566	-5,601	,000	,000
BLT-BL	,900	11,566	,078	,938	1,000
BLT-PURE Ceramic	-30,300	11,566	-2,620	,009	,053
BL-PURE Ceramic	-29,400	11,566	-2,542	,011	,066

Tabela 5 - Dados estatísticos relativos aos quatro grupos analisados após a primeira colocação (B). DP – Desvio Padrão; IC – Intervalo de Confiança; AIQ – Amplitude Interquartil

Implantes	N	Média ± DP	IC de 95% para a média		Mínimo	Máximo	Mediana (AIQ)
			Limite inferior	Limite Superior			
Zimmer Biomet®	50	45,8667 ± 4,59172	44,5617	47,1716	36,33	56,00	46,6667 (5,58)
Straumann® BL	50	51,4667 ± 5,81538	49,8140	53,1194	36,33	58,67	50,6667 (10,08)
Straumann® BLT	50	53,0467 ± 3,01546	52,1897	53,9037	45,67	57,33	53,5000 (5,08)
Straumann® PURE Ceramic ZLA®	50	54,9467 ± 2,70412	54,1782	55,7152	46,67	58,00	56,0000 (3,33)

Tabela 6 - Cada linha testa a hipótese nula de que as distribuições da Amostra 1 e da Amostra 2 são as mesmas. São exibidas significâncias assintóticas (teste de 2 lados). O nível de significância é de 0,05. Os valores de significância foram ajustados pela correção Bonferroni para vários testes

Amostra 1 – Amostra 2	Estatística de teste	Std. Erro	Erro estatística de Teste	Sig.	Sig. Aj.
OsseotiteStandard-BL	-61,120	11,568	-5,284	,000	,000
OsseotiteStandard-BLT	-70,390	11,568	-6,085	,000	,000
OsseotiteStandard-PURE Ceramic	-96,130	11,568	-8,310	,000	,000
BL-BLT	-9,270	11,568	-,801	,423	1,000
BL-PURE Ceramic	-35,010	11,568	-3,027	,002	,015
BLT-PURE Ceramic	-25,740	11,568	-2,225	,026	,156

Para a média da estabilidade primária após a primeira colocação (A) – MedEPA –, foi obtido um  $p\text{-value} < 0.001$  (inferior ao nível de significância de 0.05), pelo que **existem diferenças estatisticamente significativas** na média da estabilidade primária após a primeira colocação (A) entre os diferentes tipos de implante. Olhando para as comparações múltiplas, em média, o implante Zimmer Biomet® Osseotite Standard tem um MedEPA significativamente inferior à MedEPA de todos os outros tipos de implante (assinalados a laranja na Tabela 4).

Por sua vez, para a média da estabilidade primária após a segunda colocação (B) – MedEPB –, foi obtido um  $p\text{-value} < 0.001$  (inferior ao nível de significância de 0.05), pelo que **existem diferenças estatisticamente significativas** na média da estabilidade primária após a segunda colocação (B) entre os diferentes tipos de implante. Olhando para as comparações múltiplas, em média, o implante Zimmer Biomet® Osseotite Standard tem um MedEPB significativamente inferior à MedEPB de todos os outros tipos de implante. Além disso, em média, a MedEPB do implante Straumann® Bone Level é significativamente inferior à MedEPB do implante Straumann® PURE Ceramic ZLA®. (assinalados a laranja na Tabela 6).

Para melhor visualização, foram realizados os seguintes gráficos box-plot:

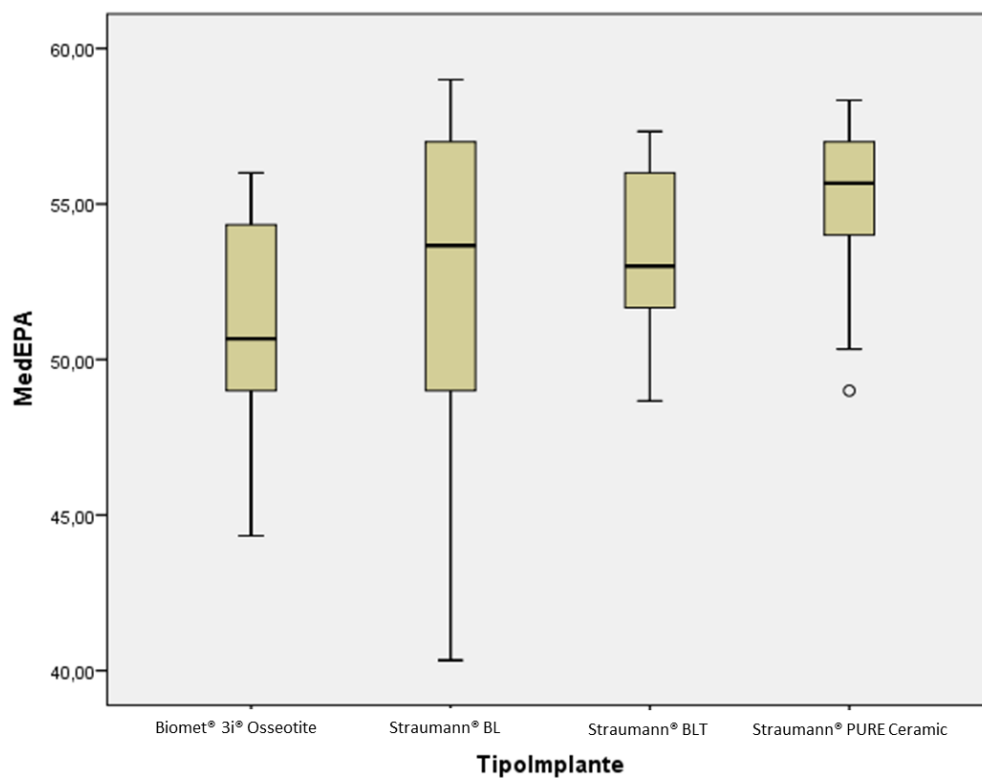


Figura 15 - Gráfico box-plot representando os valores da estabilidade primária dos quatro grupos de implantes analisados após a primeira colocação (A). De uma forma geral, verificaram-se valores de estabilidade primária inferiores no grupo 1 de implantes (Zimmer Biomet® Osseotite Standard) em relação aos restantes grupos.

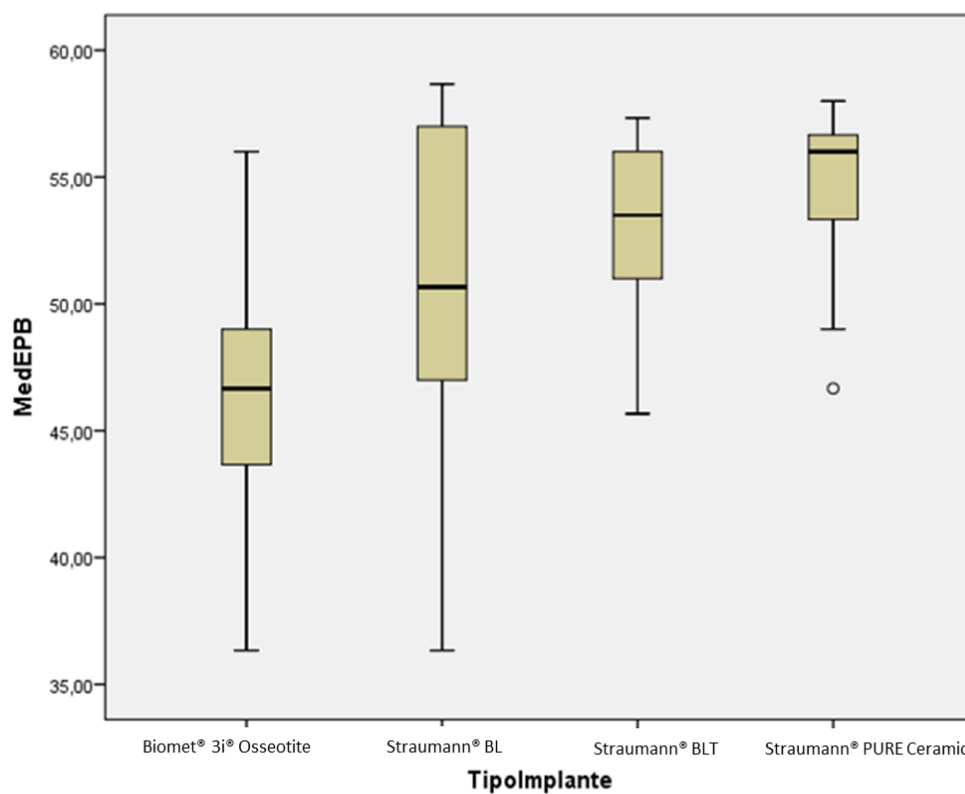


Figura 14 - Gráfico box-plot representando os valores da estabilidade primária dos quatro grupos de implantes analisados após a segunda colocação (B). De uma forma geral, verificaram-se valores de estabilidade primária inferiores no grupo 1 de implantes (Zimmer Biomet® Osseotite Standard) em relação aos restantes grupos.



Em seguida, são apresentados os resultados do objetivo secundário, ou seja, intra-grupo de implantes, nos quais se comparam os valores da estabilidade primária após a primeira colocação (A) com os valores da estabilidade primária após a segunda colocação (MedEPA v MedEPB). Para tal, e como a amostra é grande, foi realizado o teste T para amostras emparelhadas, já que se trata da mesma amostra medida em dois momentos diferentes.

Mais uma vez,  $H_0$  corresponde à hipótese de que não existem diferenças significativas na variável entre os 2 momentos. Se  $p\text{-value} < 0.05$ , existem diferenças significativas na variável entre os 2 momentos.

Para cada implante, aparecem as estatísticas descritivas e depois o resultado do teste com  $p\text{-value}$  assinalado a amarelo.

### Implante Zimmer Biomet® Osseotite Standard

Tabela 7 - Estatísticas de amostras emparelhadas para o implante Biomet Zimmer® Osseotite Standard

		Média	N	Desvio Padrão	Erro Padrão da Média
Par 1	MedEPA	51,4067	50	3,02918	,42839
	MedEPB	45,8667	50	4,59172	,64937

Tabela 8 - Tabela 8 – Teste de amostras emparelhadas para o implante Biomet Zimmer® Osseotite Standard

		Diferenças emparelhadas					t	gl	Sig. (bilateral)
		Média	Desvio Padrão	Erro Padrão da Média	95% Intervalo de Confiança da Diferença				
					Inferior	Superior			
Par 1	MedEPA - MedEPB	5,54000	4,07018	,57561	4,38327	6,69673	9,625	49	,000

Para o implante Zimmer Biomet® Osseotite Standard, foi obtido um  $p\text{-value}=0.001$  (inferior ao nível de significância de 0.05), ou seja, em média, a estabilidade primária após a primeira colocação – MedEPA – **é significativamente superior** à estabilidade primária após a segunda colocação – MedEPB.

## Implante Straumann® Bone Level

Tabela 9 - Estatísticas de amostras emparelhadas para o implante Straumann® Bone Level

		Média	N	Desvio Padrão	Erro Padrão da Média
Par 1	MedEPA	52,8067	50	4,96979	,70283
	MedEPB	51,4667	50	5,81538	,82242

Tabela 10 - Teste de amostras emparelhadas para o implante Straumann® Bone Level

		Diferenças emparelhadas					t	gl	Sig. (bilateral)
		Média	Desvio Padrão	Erro Padrão da Média	95% Intervalo de Confiança da Diferença				
					Inferior	Superior			
Par 1	MedEPA - MedEPB	1,34000	1,70964	,24178	,85413	1,82587	5,542	49	,000

Para o implante Straumann® Bone Level, foi obtido um  $p\text{-value}=0.001$  (inferior ao nível de significância de 0.05), ou seja, em média, a estabilidade primária após a primeira colocação – MedEPA – **é significativamente superior** à estabilidade primária após a segunda colocação – MedEPB.

## Implante Straumann® Bone Level Tapered

Tabela 11 - Estatísticas de amostras emparelhadas para o implante Straumann® Bone Level Tapered

		Média	N	Desvio Padrão	Erro Padrão da Média
Par 1	MedEPA	53,5067	50	2,49466	,35280
	MedEPB	53,0467	50	3,01546	,42645

Tabela 12 - Teste de amostras emparelhadas para o implante Straumann® Bone Level Tapered

		Diferenças emparelhadas					t	gl	Sig. (bilateral)
		Média	Desvio Padrão	Erro Padrão da Média	95% Intervalo de Confiança da Diferença				
					Inferior	Superior			
Par 1	MedEPA - MedEPB	,46000	2,58453	,36551	-,27451	1,19451	1,259	49	,214

Para o implante Straumann® Bone Level Tapered, foi obtido um  $p\text{-value}=0.214$  (superior ao nível de significância de 0.05), ou seja, em média, entre a estabilidade primária após a primeira colocação – MedEPA – e a estabilidade primária após a segunda colocação – MedEPB – **não existem diferenças estatisticamente significativas.**

## Implante Straumann® PURE Ceramic ZLA®

Tabela 13 - Estatísticas de amostras emparelhadas para o implante Straumann® PURE Ceramic ZLA®

		Média	N	Desvio Padrão	Erro Padrão da Média
Par 1	MedEPA	55,1733	50	2,22360	,31446
	MedEPB	54,9467	50	2,70412	,38242

Tabela 14 - Teste de amostras emparelhadas para o implante Straumann® PURE Ceramic ZLA®

		Diferenças emparelhadas					t	gl	Sig. (bilateral)
		Média	Desvio Padrão	Erro Padrão da Média	95% Intervalo de Confiança da Diferença				
					Inferior	Superior			
Par 1	MedEPA - MedEPB	,22667	2,27322	,32148	-,41938	,87271	,705	49	,484

Para o implante Straumann® PURE Ceramic ZLA®, foi obtido um  $p\text{-value}=0.484$  (superior ao nível de significância de 0.05), ou seja, em média, entre a estabilidade primária após a primeira colocação – MedEPA – e a estabilidade primária após a segunda colocação – MedEPB –, **não existem diferenças estatisticamente significativas.**

## Discussão

Os resultados alcançados neste estudo sugerem que a estabilidade implantar dos implantes de zircónia Straumann® PURE Ceramic ZLA® não difere significativamente daquela dos implantes de titânio Straumann® Bone Level e Straumann® Bone Level Tapered, no entanto houve diferenças estatisticamente significativas entre os três grupos de implantes Straumann® e o grupo de implantes Zimmer Biomet® Osseotite Standard. Assim sendo, poder-se-á abrir uma maior possibilidade para a utilização dos implantes de zircónia em detrimento dos implantes de titânio, principalmente nas zonas estéticas, quando estão controladas as condições de carga e quando mais dados a longo prazo estiverem disponíveis na literatura.[5, 102]. Revisões sistemáticas concluíram que as superfícies de zircónia apresentaram resultados clínicos tão bons ou melhores no contato osso-implante quando comparadas com o equivalente em titânio.[103, 104]

A hipótese nula  $H_0$  formulada para este estudo “Não existem diferenças significativas entre os valores de estabilidade primária entre os grupos de implantes” é rejeitada.

A hipótese nula do objetivo secundário do estudo  $H_{s0}$  “Não existem diferenças significativas entre os valores de estabilidade primária dentro de cada grupo de implantes da primeira para a segunda implantação” é rejeitada no grupo de implantes Zimmer Biomet® Osseotite Standard e no grupo de implantes Straumann® Bone Level. Assim sendo, os implantes Straumann® Bone Level Tapered e Straumann® PURE Ceramic ZLA® não exibiram diferenças estatisticamente significativas da primeira colocação para a segunda colocação. Este facto é particularmente interessante pois pode demonstrar a manutenção dos valores da estabilidade primária em leitos implantares sobrepreparados ou em locais nos quais se realizou a explantação do implante. Esta é uma via de investigação que pode vir a ser estudada no futuro.

A estabilidade primária implantar é o objetivo clínico primordial, já que a osteointegração (estabilidade secundária) depende desta até certo grau. Por sua vez, a estabilidade – primária ou secundária – vai determinar o melhor *timing* para a aplicação de carga ao implante, e aumentar a previsibilidade do sucesso clínico.

Visto que os estudos apontam para maior taxa de sucesso implantar consoante a maior densidade óssea[27], o estudo da estabilidade primária em regiões de baixa densidade óssea é muito pertinente a nível científico.

Uma vantagem deste estudo foi a possibilidade de controlo da densidade óssea através dos blocos de espuma rígida de poliuretano ( $0.31\text{g/cm}^3$ ).[105] No entanto, outras variáveis biológicas e funcionais entram em jogo clinicamente, tais como a vascularização, a resposta celular e a aplicação de carga imediata.

O facto de terem sido usados apenas quatro implantes (um por grupo) fez com que cada um fosse implantado cem vezes, daí que alterações na superfície e nas espiras não possam inevitavelmente ser descartadas.

A realização de estudos *in vivo* é necessária e dados a longo prazo são altamente necessários para a avaliação do verdadeiro potencial dos implantes de zircónia a nível mecânico, químico, biológico e na combinação destes.

## **Conclusão**

Os resultados deste estudo sugerem que, em osso de baixa densidade, os implantes de zircónia obtêm valores de estabilidade primária comparáveis ou melhores que os implantes de titânio. A hipótese H1 é confirmada: Existem diferenças estatisticamente significativas entre os valores de estabilidade primária.

## Referências Bibliográficas

1. Anusavice KJ, S.C., Rawls HR, *Phillips Materiais Dentários*. 2013, Rio de Janeiro.
2. Tavares, A., *Implantes de Alumina e de Zircônia: Estudo Experimental Comparativo*, in *Faculdade de Medicina da Universidade de Lisboa*. 1994, Lisboa: Lisboa.
3. Anjard, R., *Mayan dental wonders*. J Oral Implantol, 1981. **9**(3): p. 423-6.
4. Cranin, A.N. and T.A. Dennison, *The anchor endosteal implant: a preliminary report*. Oral Implantol, 1970. **1**(2): p. 97-103.
5. Sivaraman, K., et al., *Is zirconia a viable alternative to titanium for oral implant? A critical review*. J Prosthodont Res, 2018. **62**(2): p. 121-133.
6. Kuboki, T., et al., *Quality of life assessment of bone-anchored fixed partial denture patients with unilateral mandibular distal-extension edentulism*. J Prosthet Dent, 1999. **82**(2): p. 182-7.
7. Branemark, P.I., et al., *Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period*. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl, 1977. **16**: p. 1-132.
8. Linkow, L.I. and R. Chérchève, *Theories and techniques of oral implantology*. 1970, Saint Louis,: C. V. Mosby Co.
9. Sicilia, A., et al., *Titanium allergy in dental implant patients: a clinical study on 1500 consecutive patients*. Clin Oral Implants Res, 2008. **19**(8): p. 823-35.
10. Tschernitschek, H., L. Borchers, and W. Geurtsen, *Nonalloyed titanium as a bioinert metal--a review*. Quintessence Int, 2005. **36**(7-8): p. 523-30.
11. McLean, J.W., *Evolution of dental ceramics in the twentieth century*. J Prosthet Dent, 2001. **85**(1): p. 61-6.
12. Albrektsson, T., et al., *Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man*. Acta Orthop Scand, 1981. **52**(2): p. 155-70.
13. Albrektsson, T., T. Jansson, and U. Lekholm, *Osseointegrated dental implants*. Dent Clin North Am, 1986. **30**(1): p. 151-74.
14. Schroeder, A., et al., *The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces*. J Maxillofac Surg, 1981. **9**(1): p. 15-25.
15. Branemark PI, Z.G., Albrektsson T, *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. 1985, Chicago.



16. Albrektsson, T. and M. Jacobsson, *Bone-metal interface in osseointegration*. J Prosthet Dent, 1987. **57**(5): p. 597-607.
17. Zarb GA, A.T., *Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament?* Int J Periodont Rest Dent, 1991. **11**: p. 88-91.
18. von Wilmowsky C, M.T., Nkenke E, Stelzle F, Schlegel F, *Implants in bone: part I. A current overview about tissue response, surface modifications and future perspectives*. Oral and Maxillofacial Surgery, 2014. **18**(3): p. 243-257.
19. Terheyden, H., et al., *Osseointegration--communication of cells*. Clin Oral Implants Res, 2012. **23**(10): p. 1127-35.
20. Schenk, R.K. and D. Buser, *Osseointegration: a reality*. Periodontol 2000, 1998. **17**: p. 22-35.
21. Najeeb, S., et al., *Nanomodified Peek Dental Implants: Bioactive Composites and Surface Modification-A Review*. Int J Dent, 2015. **2015**: p. 381759.
22. Papaspyridakos, P., et al., *Success criteria in implant dentistry: a systematic review*. J Dent Res, 2012. **91**(3): p. 242-8.
23. Lekholm U, Z.G., *Patient selection and preparation In Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, editors: Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. 1985, Chicago.
24. Trisi, P. and W. Rao, *Bone classification: clinical-histomorphometric comparison*. Clin Oral Implants Res, 1999. **10**(1): p. 1-7.
25. CE, M., *Contemporary Implant Dentistry*. 3<sup>a</sup> edição ed. 2007, St. Louis, Missouri.
26. Turkyilmaz, I. and E.A. McGlumphy, *Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study*. BMC Oral Health, 2008. **8**: p. 32.
27. Farré-Pagés N, A.-C.M., Alaejos-Algarra F, Mareque-Bueno J, Ferrés-Padró E, Hernández-Alfaro F, *Relation between bone density and primary implant stability*. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 2011. **16**(1): p. 62-67.
28. Albrektsson, T., et al., *Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants*. J Periodontol, 1988. **59**(5): p. 287-96.
29. Misch, C.E., *Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading*. Int J Oral Implantol, 1990. **6**(2): p. 23-31.

30. Jorge, J.R., et al., *Titanium in dentistry: historical development, state of the art and future perspectives*. J Indian Prosthodont Soc, 2013. **13**(2): p. 71-7.
31. Depprich, R., et al., *Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo study*. Head Face Med, 2008. **4**: p. 30.
32. Steinemann, S.G., *Titanium--the material of choice?* Periodontol 2000, 1998. **17**: p. 7-21.
33. Al Qahtani WM, S.C., Spintzyk S, Al Qahtani MS, Engel E, Geis-Gerstorfer J, Rupp F, Scheideler L, *Effect of surface modification of zirconia on cell adhesion, metabolic activity and proliferation of human osteoblasts*. Biomed Tech (Berl), 2017. **62**(1): p. 75-87.
34. Rusu, L.C., et al., *The cytotoxicity of dental alloys studied on cell culture*. Rom J Morphol Embryol, 2014. **55**(1): p. 111-5.
35. Heydecke, G., et al., *What is the optimal number of implants for fixed reconstructions: a systematic review*. Clin Oral Implants Res, 2012. **23 Suppl 6**: p. 217-28.
36. Sterner, T., et al., *[Effects of clinically relevant alumina ceramic, zirconia ceramic and titanium particles of different sizes and concentrations on TNF-alpha release in a human macrophage cell line]*. Biomed Tech (Berl), 2004. **49**(12): p. 340-4.
37. Gahlert, M., et al., *Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs*. Clin Oral Implants Res, 2007. **18**(5): p. 662-8.
38. Sykaras, N., et al., *Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2000. **15**(5): p. 675-90.
39. Bianco, P.D., P. Ducheyne, and J.M. Cuckler, *Local accumulation of titanium released from a titanium implant in the absence of wear*. J Biomed Mater Res, 1996. **31**(2): p. 227-34.
40. Weingart, D., et al., *Titanium deposition in regional lymph nodes after insertion of titanium screw implants in maxillofacial region*. Int J Oral Maxillofac Surg, 1994. **23**(6 Pt 2): p. 450-2.
41. Lalor, P.A., et al., *Sensitivity to titanium. A cause of implant failure?* J Bone Joint Surg Br, 1991. **73**(1): p. 25-8.
42. Assal, P.A., *The osseointegration of zirconia dental implants*. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 2013. **123**(7-8): p. 644-54.

43. Yilmaz, H., C. Aydin, and B.E. Gul, *Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics*. J Prosthet Dent, 2007. **98**(2): p. 120-8.
44. Chai, J., et al., *Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics*. Int J Prosthodont, 2007. **20**(6): p. 587-95.
45. Strub, J.R., O. Pontius, and S. Koutayas, *Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems after exposure in the artificial mouth*. J Oral Rehabil, 2001. **28**(2): p. 120-4.
46. Heydecke, G., et al., *Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems*. J Prosthet Dent, 2002. **87**(4): p. 438-45.
47. Jeong, S.M., K. Ludwig, and M. Kern, *Investigation of the fracture resistance of three types of zirconia posts in all-ceramic post-and-core restorations*. Int J Prosthodont, 2002. **15**(2): p. 154-8.
48. Oblak, C., et al., *Fracture resistance and reliability of new zirconia posts*. J Prosthet Dent, 2004. **91**(4): p. 342-8.
49. Christel, P., et al., *Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia*. J Biomed Mater Res, 1989. **23**(1): p. 45-61.
50. Osman, R.B., et al., *Ceramic implants (Y-TZP): are they a viable alternative to titanium implants for the support of overdentures? A randomized clinical trial*. Clin Oral Implants Res, 2014. **25**(12): p. 1366-77.
51. Andreiotelli, M., H.J. Wenz, and R.J. Kohal, *Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review*. Clin Oral Implants Res, 2009. **20 Suppl 4**: p. 32-47.
52. Piconi C, M.G., *Zirconia as a ceramic biomaterial*. Biomaterials, 1999. **20**: p. 1-25.
53. Garvie RC, H.R., Pascoe RT, *Ceramic steel?* Nature, 1975. **258**: p. 703-704.
54. De Aza, A.H., et al., *Crack growth resistance of alumina, zirconia and zirconia toughened alumina ceramics for joint prostheses*. Biomaterials, 2002. **23**(3): p. 937-45.
55. Ardlin, B.I., *Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure*. Dent Mater, 2002. **18**(8): p. 590-5.
56. Ahmad, I., *Yttrium-partially stabilized zirconium dioxide posts: an approach to restoring coronally compromised nonvital teeth*. Int J Periodontics Restorative Dent, 1998. **18**(5): p. 454-65.

57. Jackson, M.C., *Restoration of posterior implants using a new ceramic material*. J Dent Technol, 1999. **16**(7): p. 19-22.
58. Akagawa, Y., et al., *Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing*. J Prosthet Dent, 1993. **69**(6): p. 599-604.
59. Scarano, A., et al., *Bone response to zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits*. J Oral Implantol, 2003. **29**(1): p. 8-12.
60. Kohal, R.J., et al., *Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment*. J Periodontol, 2004. **75**(9): p. 1262-8.
61. Parmigiani-Izquierdo JM, C.-M.M., Merino JJ, Sanchez-Perez A, *Zirconia implants and peek restorations for the replacement of upper molars*. Int J Implant Dent, 2017. **3**(1): p. 5.
62. Zechner, W., et al., *Osseous healing characteristics of three different implant types*. Clin Oral Implants Res, 2003. **14**(2): p. 150-7.
63. Albrektsson, T. and A. Wennerberg, *Oral implant surfaces: Part 2--review focusing on clinical knowledge of different surfaces*. Int J Prosthodont, 2004. **17**(5): p. 544-64.
64. Ozkurt, Z. and E. Kazazoglu, *Zirconia dental implants: a literature review*. J Oral Implantol, 2011. **37**(3): p. 367-76.
65. Yamano, S., et al., *The influence of different implant materials on human gingival fibroblast morphology, proliferation, and gene expression*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2011. **26**(6): p. 1247-55.
66. da Cruz, M.B., et al., *Hard and Soft Tissue Cell Behavior on Polyetheretherketone, Zirconia, and Titanium Implant Materials*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2019. **34**(1): p. 39-46.
67. Davies, J.E., *Mechanisms of endosseous integration*. Int J Prosthodont, 1998. **11**(5): p. 391-401.
68. Davies, J.E., *Understanding peri-implant endosseous healing*. J Dent Educ, 2003. **67**(8): p. 932-49.
69. Donos, N., et al., *Gene expression profile of osseointegration of a hydrophilic compared with a hydrophobic microrough implant surface*. Clin Oral Implants Res, 2011. **22**(4): p. 365-72.
70. Kopf, B.S., et al., *The role of nanostructures and hydrophilicity in osseointegration: In-vitro protein-adsorption and blood-interaction studies*. J Biomed Mater Res A, 2015. **103**(8): p. 2661-72.

71. Martin, J.Y., et al., *Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63)*. J Biomed Mater Res, 1995. **29**(3): p. 389-401.
72. Javed, F. and G.E. Romanos, *The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review*. J Dent, 2010. **38**(8): p. 612-20.
73. Atsumi, M., S.H. Park, and H.L. Wang, *Methods used to assess implant stability: current status*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2007. **22**(5): p. 743-54.
74. Szmukler-Moncler S, S.H., Reingewirtz, Y, Dubruille JH, *Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implants interface: a review of experimental literature*. J Biomed Mater Res, 1998. **43**(2): p. 192-203.
75. Javed, F., et al., *Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation*. Interv Med Appl Sci, 2013. **5**(4): p. 162-7.
76. Brunski, J.B., *Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants*. Dent Implantol Update, 1993. **4**(10): p. 77-81.
77. Romanos, G.E., et al., *Histologic and histomorphometric evaluation of peri-implant bone subjected to immediate loading: an experimental study with Macaca fascicularis*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2002. **17**(1): p. 44-51.
78. Cavallaro, J., Jr., B. Greenstein, and G. Greenstein, *Clinical methodologies for achieving primary dental implant stability: the effects of alveolar bone density*. J Am Dent Assoc, 2009. **140**(11): p. 1366-72.
79. Coelho, P.G., et al., *Biomechanical evaluation of undersized drilling on implant biomechanical stability at early implantation times*. J Oral Maxillofac Surg, 2013. **71**(2): p. e69-75.
80. R, G., *Critical review of immediate implant*. Clinical Oral Implant Research, 2003.
81. Esposito, M., et al., *Different loading strategies of dental implants: a Cochrane systematic review of randomised controlled clinical trials*. Eur J Oral Implantol, 2008. **1**(4): p. 259-76.
82. Glauser, R., et al., *Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants*. Clin Oral Implants Res, 2004. **15**(4): p. 428-34.
83. Romanos, G.E., *Surgical and prosthetic concepts for predictable immediate loading of oral implants*. J Calif Dent Assoc, 2004. **32**(12): p. 991-1001.

84. Friberg, B., et al., *Stability measurements of one-stage Branemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study*. Int J Oral Maxillofac Surg, 1999. **28**(4): p. 266-72.
85. Simunek, A., et al., *Development of implant stability during early healing of immediately loaded implants*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2012. **27**(3): p. 619-27.
86. Sjostrom, M., et al., *Monitoring of implant stability in grafted bone using resonance frequency analysis. A clinical study from implant placement to 6 months of loading*. Int J Oral Maxillofac Surg, 2005. **34**(1): p. 45-51.
87. Walker, L., H.F. Morris, and S. Ochi, *Periotest values of dental implants in the first 2 years after second-stage surgery: DICRG interim report no. 8. Dental Implant Clinical Research Group*. Implant Dent, 1997. **6**(3): p. 207-12.
88. Al-Jetaily S, A.A.-d.A., *Assessment of Osstell and Periotest systems in measuring dental implant stability (in vitro study)*. The Saudi Dental Journal, 2011. **23**: p. 17-21.
89. Ericsson, I., et al., *A histomorphometric evaluation of bone-to-implant contact on machine-prepared and roughened titanium dental implants. A pilot study in the dog*. Clin Oral Implants Res, 1994. **5**(4): p. 202-6.
90. Sennerby, L., P. Thomsen, and L.E. Ericson, *A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1992. **7**(1): p. 62-71.
91. Sennerby L, T.P., Ericson LE, *Ultrastructure of the bone–titanium interface in rabbits*. J. Mater. Sci.: Mater. Med, 1992. **3**: p. 262-271.
92. Carlsson, L., et al., *Removal torques for polished and rough titanium implants*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1988. **3**(1): p. 21-4.
93. Johansson, C.B., L. Sennerby, and T. Albrektsson, *A removal torque and histomorphometric study of bone tissue reactions to commercially pure titanium and Vitallium implants*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1991. **6**(4): p. 437-41.
94. Wennerberg, A., et al., *A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies*. Clin Oral Implants Res, 1995. **6**(1): p. 24-30.
95. Meredith, N., *Assessment of implant stability as a prognostic determinant*. Int J Prosthodont, 1998. **11**(5): p. 491-501.
96. Dos Santos, M.V., C.N. Elias, and J.H. Cavalcanti Lima, *The effects of superficial roughness and design on the primary stability of dental implants*. Clin Implant Dent Relat Res, 2011. **13**(3): p. 215-23.

97. O'Sullivan, D., L. Sennerby, and N. Meredith, *Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study*. Clin Implant Dent Relat Res, 2000. **2**(2): p. 85-92.
98. Park, K.J., et al., *The relationship between implant stability quotient values and implant insertion variables: a clinical study*. J Oral Rehabil, 2012. **39**(2): p. 151-9.
99. Meredith, N., D. Alleyne, and P. Cawley, *Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis*. Clin Oral Implants Res, 1996. **7**(3): p. 261-7.
100. Lozano-Carrascal, N., et al., *Effect of implant macro-design on primary stability: A prospective clinical study*. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 2016. **21**(2): p. e214-21.
101. Calvert, K.L., et al., *Characterization of commercial rigid polyurethane foams used as bone analogs for implant testing*. J Mater Sci Mater Med, 2010. **21**(5): p. 1453-61.
102. Apratim, A., et al., *Zirconia in dental implantology: A review*. J Int Soc Prev Community Dent, 2015. **5**(3): p. 147-56.
103. Hafezeqoran, A. and R. Koodaryan, *Effect of Zirconia Dental Implant Surfaces on Bone Integration: A Systematic Review and Meta-Analysis*. Biomed Res Int, 2017. **2017**: p. 9246721.
104. Siddiqi, A., A.S. Khan, and S. Zafar, *Thirty Years of Translational Research in Zirconia Dental Implants: A Systematic Review of the Literature*. J Oral Implantol, 2017. **43**(4): p. 314-325.
105. Devlin, H., K. Horner, and D. Ledgerton, *A comparison of maxillary and mandibular bone mineral densities*. J Prosthet Dent, 1998. **79**(3): p. 323-7.

## ANEXOS

Tabela 15 - Dados relativos ao Grupo 1

Biomet®	TI 1	EP 1	EP 2	EP 3	MédEPA	TI2	EP4	EP5	EP6	MédEPB
1	20	57	55	56	56	20	46	46	48	46,66667
2	20	49	51	51	50,33333	20	44	43	44	43,66667
3	20	56	56	56	56	20	56	56	56	56
4	20	51	51	51	51	20	46	48	48	47,33333
5	20	56	56	56	56	20	56	56	56	56
6	20	55	55	55	55	20	43	44	44	43,66667
7	20	51	52	53	52	20	48	48	48	48
8	20	56	55	55	55,33333	20	49	49	49	49
9	20	49	49	49	49	20	49	51	49	49,66667
10	20	55	55	56	55,33333	20	49	48	48	48,33333
11	20	49	51	52	50,66667	20	43	44	44	43,66667
12	20	55	53	53	53,66667	20	49	51	51	50,33333
13	20	55	55	55	55	20	53	53	53	53
14	20	49	49	49	49	20	39	39	41	39,66667
15	20	55	55	56	55,33333	20	49	49	48	48,66667
16	20	56	56	56	56	20	49	49	49	49
17	20	49	52	52	51	20	49	49	49	49
18	20	56	55	56	55,66667	20	39	44	41	41,33333
19	20	51	53	53	52,33333	20	44	46	44	44,66667
20	20	55	53	53	53,66667	20	37	41	41	39,66667
21	20	55	53	53	53,66667	20	48	46	46	46,66667
22	20	49	46	46	47	20	46	44	44	44,66667
23	20	55	55	55	55	20	49	49	49	49
24	20	56	55	55	55,33333	20	48	48	48	48
25	20	53	46	48	49	20	44	44	44	44
26	20	49	51	51	50,33333	20	44	48	48	46,66667
27	20	51	49	51	50,33333	20	41	46	46	44,33333
28	20	49	51	49	49,66667	20	48	49	48	48,33333
29	20	49	51	52	50,66667	20	49	49	49	49
30	20	57	52	52	53,66667	20	44	44	43	43,66667
31	20	51	49	49	49,66667	20	39	43	44	42
32	20	49	51	51	50,33333	20	37	37	37	37
33	20	55	53	55	54,33333	20	49	49	49	49
34	20	51	52	52	51,66667	20	48	48	48	48
35	20	49	48	48	48,33333	20	39	39	37	38,33333
36	20	55	53	53	53,66667	20	43	44	44	43,66667
37	20	49	49	49	49	20	41	41	43	41,66667
38	20	48	49	49	48,66667	20	46	49	49	48
39	20	49	51	51	50,33333	20	49	51	51	50,33333
40	20	48	52	52	50,66667	20	48	52	52	50,66667
41	20	51	46	51	49,33333	20	51	51	52	51,33333
42	20	49	49	49	49	20	46	46	44	45,33333
43	20	51	49	49	49,66667	20	37	37	39	37,66667
44	20	49	51	49	49,66667	20	49	46	49	48
45	20	46	51	46	47,66667	20	39	35	35	36,33333
46	20	46	43	44	44,33333	20	39	35	37	37
47	20	48	46	46	46,66667	20	44	44	44	44
48	20	49	46	46	47	20	43	44	41	42,66667
49	20	49	46	49	48	20	43	39	46	42,66667
50	20	51	46	51	49,33333	20	49	46	49	48
Total					51,40667					45,86667



Tabela 16 - Dados relativos ao Grupo 2

BL	TI 1	EP 1	EP 2	EP 3	MédEPA	TI2	EP4	EP5	EP6	MédEPB
1	20	44	44	46	44,66667	20	36	34	39	36,33333
2	20	43	39	39	40,33333	20	41	39	39	39,66667
3	20	44	39	44	42,33333	20	39	39	39	39
4	20	44	44	44	44	20	44	44	44	44
5	20	48	46	46	46,66667	20	43	46	46	45
6	20	48	48	48	48	20	48	49	46	47,66667
7	20	48	51	55	51,33333	20	48	51	48	49
8	20	46	46	46	46	20	46	44	44	44,66667
9	20	49	51	49	49,66667	20	48	44	48	46,66667
10	20	49	49	49	49	20	49	49	49	49
11	20	49	49	49	49	20	44	46	44	44,66667
12	20	49	49	49	49	20	46	48	46	46,66667
13	20	49	49	52	50	20	49	51	51	50,33333
14	20	49	49	49	49	20	46	46	48	46,66667
15	20	48	51	51	50	20	46	49	46	47
16	20	48	51	53	50,66667	20	46	46	46	46
17	20	49	51	51	50,33333	20	49	49	49	49
18	20	49	51	49	49,66667	20	46	48	48	47,33333
19	20	51	51	51	51	20	51	48	48	49
20	20	48	49	48	48,33333	20	48	48	48	48
21	20	55	52	52	53	20	49	51	51	50,33333
22	20	55	52	56	54,33333	20	51	51	51	51
23	20	49	55	53	52,33333	20	49	55	55	53
24	20	46	49	46	47	20	46	46	48	46,66667
25	20	57	57	57	57	20	57	57	57	57
26	20	57	57	57	57	20	56	56	56	56
27	20	57	57	57	57	20	57	58	58	57,66667
28	20	57	58	58	57,66667	20	56	56	56	56
29	20	56	57	56	56,33333	20	57	57	56	56,66667
30	20	51	53	53	52,33333	20	49	51	51	50,33333
31	20	51	56	56	54,33333	20	49	51	51	50,33333
32	20	46	49	49	48	20	46	49	46	47
33	20	57	57	57	57	20	57	58	58	57,66667
34	20	56	57	57	56,66667	20	57	56	56	56,33333
35	20	56	57	56	56,33333	20	56	56	56	56
36	20	57	57	57	57	20	57	57	57	57
37	20	57	57	57	57	20	57	58	57	57,33333
38	20	57	59	59	58,33333	20	57	57	57	57
39	20	57	57	57	57	20	57	58	58	57,66667
40	20	56	59	52	55,66667	20	52	57	58	55,66667
41	20	59	59	59	59	20	58	57	57	57,33333
42	20	59	58	59	58,66667	20	58	58	58	58
43	20	58	58	57	57,66667	20	57	57	57	57
44	20	58	58	58	58	20	56	56	56	56
45	20	59	59	59	59	20	58	59	58	58,33333
46	20	57	58	58	57,66667	20	58	58	58	58
47	20	58	59	59	58,66667	20	58	59	59	58,66667
48	20	52	58	58	56	20	51	56	56	54,33333
49	20	56	58	58	57,33333	20	51	58	58	55,66667
50	20	58	58	58	58	20	57	58	58	57,66667
Total					52,80667					51,46667

Tabela 17 - Dados relativos ao Grupo 3

BLT	TI 1	EP 1	EP 2	EP 3	MédEPA	TI2	EP4	EP5	EP6	MédEPB
1	30	51	55	52	52,66667	20	55	52	55	54
2	30	57	58	57	57,33333	20	56	56	57	56,33333
3	20	55	53	53	53,66667	20	56	56	56	56
4	20	56	56	55	55,66667	20	57	57	56	56,66667
5	20	57	56	56	56,33333	20	58	57	57	57,33333
6	20	56	55	56	55,66667	20	58	55	56	56,33333
7	30	57	56	57	56,66667	20	58	56	56	56,66667
8	30	52	52	55	53	20	52	51	52	51,66667
9	20	49	48	49	48,66667	20	51	48	48	49
10	20	56	52	56	54,66667	20	55	51	51	52,33333
11	30	57	49	49	51,66667	20	58	56	55	56,33333
12	30	58	56	56	56,66667	20	57	56	57	56,66667
13	30	56	57	57	56,66667	20	55	52	55	54
14	30	56	52	56	54,66667	20	56	53	56	55
15	30	55	52	52	53	20	51	52	51	51,33333
16	30	55	57	57	56,33333	20	55	57	57	56,33333
17	30	57	57	57	57	20	49	46	51	48,66667
18	30	49	53	55	52,33333	20	55	53	53	53,66667
19	20	49	53	49	50,33333	20	49	53	52	51,33333
20	20	48	51	48	49	20	49	52	52	51
21	20	55	52	52	53	20	53	56	51	53,33333
22	20	49	51	49	49,66667	20	49	51	51	50,33333
23	30	55	52	51	52,66667	20	56	52	56	54,66667
24	20	56	56	56	56	20	56	57	56	56,33333
25	30	56	53	55	54,66667	20	55	52	55	54
26	30	51	51	51	51	20	51	51	51	51
27	20	52	51	51	51,33333	20	52	51	51	51,33333
28	20	58	56	57	57	20	56	58	57	57
29	20	52	55	55	54	20	52	53	52	52,33333
30	20	55	52	52	53	20	49	51	51	50,33333
31	20	52	52	52	52	20	53	52	51	52
32	20	49	52	49	50	20	49	48	48	48,33333
33	20	48	52	52	50,66667	20	52	56	56	54,66667
34	20	51	52	52	51,66667	20	46	49	49	48
35	30	55	52	52	53	20	51	51	51	51
36	20	56	53	51	53,33333	20	57	57	57	57
37	20	52	53	53	52,66667	20	53	52	56	53,66667
38	20	51	52	55	52,66667	20	46	49	46	47
39	30	56	52	52	53,33333	20	52	52	52	52
40	30	57	57	57	57	20	56	53	57	55,33333
41	20	57	53	56	55,33333	20	51	52	52	51,66667
42	20	57	53	57	55,66667	20	56	53	57	55,33333
43	30	49	51	51	50,33333	20	49	52	52	51
44	20	49	53	55	52,33333	20	56	56	56	56
45	30	56	56	56	56	20	57	53	53	54,33333
46	20	57	56	56	56,33333	20	57	56	57	56,66667
47	30	46	55	46	49	30	46	55	48	49,66667
48	20	46	55	56	52,33333	20	46	55	56	52,33333
49	30	56	57	57	56,66667	20	46	49	53	49,33333
50	20	46	51	55	50,66667	20	44	49	44	45,66667
					53,50667					53,04667

Tabela 18 - Dados relativos ao Grupo 4

PURE Cer	TI 1	EP 1	EP 2	EP 3	MédEPA	TI2	EP4	EP5	EP6	MédiEPB
1	20	56	55	55	55,33333	20	49	49	49	49
2	20	51	51	51	51	20	44	48	48	46,66667
3	20	57	57	57	57	20	57	57	57	57
4	20	56	57	56	56,33333	20	56	57	56	56,33333
5	20	51	55	55	53,66667	20	55	55	55	55
6	20	56	56	56	56	20	57	56	56	56,33333
7	20	55	56	56	55,66667	20	55	56	56	55,66667
8	30	57	57	57	57	20	56	56	57	56,33333
9	20	57	56	57	56,66667	20	58	57	57	57,33333
10	30	56	56	56	56	20	56	57	56	56,33333
11	30	55	57	57	56,33333	20	55	53	53	53,66667
12	20	56	56	57	56,33333	20	56	56	55	55,66667
13	20	51	55	56	54	20	49	49	51	49,66667
14	20	57	56	56	56,33333	20	57	56	56	56,33333
15	20	56	56	55	55,66667	20	56	55	49	53,33333
16	20	57	55	55	55,66667	20	58	55	55	56
17	20	56	51	51	52,66667	20	56	51	51	52,66667
18	20	55	51	51	52,33333	20	51	51	51	51
19	20	53	57	49	53	20	51	49	48	49,33333
20	20	53	49	53	51,66667	20	57	60	56	57,66667
21	20	51	51	49	50,33333	20	57	49	60	55,33333
22	20	57	56	51	54,66667	20	57	58	57	57,33333
23	20	55	52	51	52,66667	20	55	52	52	53
24	20	57	56	56	56,33333	20	57	56	56	56,33333
25	20	58	59	58	58,33333	20	56	56	56	56
26	20	55	55	55	55	20	55	53	53	53,66667
27	20	49	63	63	58,33333	20	49	49	62	53,33333
28	20	56	55	56	55,66667	20	56	56	56	56
29	20	55	55	55	55	20	56	56	56	56
30	20	53	53	51	52,33333	20	53	53	52	52,66667
31	20	49	49	49	49	20	49	49	51	49,66667
32	20	56	58	56	56,66667	20	55	58	56	56,33333
33	20	56	58	56	56,66667	20	56	58	56	56,66667
34	20	55	49	52	52	20	51	49	51	50,33333
35	20	49	53	51	51	20	56	57	57	56,66667
36	20	57	57	57	57	20	56	57	57	56,66667
37	20	57	57	57	57	20	57	57	58	57,33333
38	20	57	57	57	57	20	57	57	57	57
39	20	56	52	56	54,66667	20	51	53	55	53
40	20	57	58	58	57,66667	20	57	58	58	57,66667
41	20	58	58	58	58	20	58	58	58	58
42	20	57	52	53	54	20	57	53	57	55,66667
43	20	57	53	57	55,66667	20	57	57	57	57
44	20	58	57	57	57,33333	20	59	57	57	57,66667
45	20	58	57	57	57,33333	20	57	57	56	56,66667
46	20	56	53	57	55,33333	20	57	55	57	56,33333
47	20	55	55	55	55	20	55	55	53	54,33333
48	20	57	57	57	57	20	57	57	56	56,66667
49	20	57	58	57	57,33333	20	57	57	58	57,33333
50	20	55	56	56	55,66667	20	55	56	55	55,33333
					55,17333					54,94667

Legenda: TI -Torque de Inserção; EP – Estabilidade Primária; MédEPA – Média da Estabilidade Primária A; MédEPB – Média da Estabilidade Primária B